

Aus der Prothetischen Abteilung (Leiter: Prof.Dr. H. Kirsten)
der Poliklinik und Klinik für Zahn-, Mund- und Kieferkrank-
heiten (Direktor: Prof.Dr.med. Dr.med.dent. E. Harndt)
der Freien Universität Berlin

DIE AUSWIRKUNG DER ÜBERDRUCKPOLYMERISATION AUF DIE
PABGENAUIGKEIT PROTHESENÄHNLICHER KUNSTSTOFFKÖRPER.

Inaugural - Dissertation
zur
Erlangung der zahnmedizinischen Doktorwürde
an der
Medizinischen Fakultät der Freien Universität Berlin

vorgelegt von
Reinhard Mentz
aus Berlin

1968

Aus der Prothetischen Abteilung (Leiter: Prof.Dr. H. Kirsten)
der Poliklinik und Klinik für Zahn-, Mund- und Kieferkrank-
heiten (Direktor: Prof.Dr.med. Dr.med.dent. E. Harndt)
der Freien Universität Berlin

DIE AUSWIRKUNG DER ÜBERDRUCKPOLYMERISATION AUF DIE
PASSGENAUIGKEIT PROTHESENÄHNLICHER KUNSTSTOFFKÖRPER.

Inaugural - Dissertation
zur
Erlangung der zahnmedizinischen Doktorwürde
an der
Medizinischen Fakultät der Freien Universität Berlin

vorgelegt von
Reinhard Mentz
aus Berlin

Dekan: Professor Dr. med. Hans Heinz Naumann

Referent: Professor Dr.med.dent Hermann K i r s t e n

Korreferent: Professor Dr. med. dent. Werner H i e l s c h e r



Gedruckt mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät der
Freien Universität Berlin.

Promoviert am: 29.11.1968

Meinem Vater gewidmet



Digitized by the Internet Archive
in 2026

I N H A L T S A N G A B E

I. E I N L E I T U N G:

- a) Die Einführung der Kunststoffe in die Zahnheilkunde 2
- b) Chemie der Kunststoffe auf Methacrylsäurebasis 3

II. P H Y S I K A L I S C H E G R U N D L A G E N:

- Die Bedeutung des Preßdruckes und das Prinzip der Überdruckpolymerisation 5

III. E I G E N E V E R S U C H E: 10

- a) Aufgabestellung
- b) Modellherstellung
- c) Prüfkörperherstellung
- d) Ausführung der Messungen
- e) Meßwerte

IV. D I S K U S S I O N: 26

- a) Meßmethode
- b) Meßwerte

V. Z U S A M M E N F A S S U N G: 31

A B B I L D U N G E N: 33

VI. L I T E R A T U R V E R Z E I C H N I S: 39

E I N L E I T U N G

1. Einführung der Kunststoffe in die Zahnheilkunde:

Die Kunststoffe stellen in ihrer heutigen Entwicklungsstufe auf Grund ihrer fast universellen Verwendungsmöglichkeit einen Faktor dar, der aus unserem Leben nicht mehr wegzudenken ist.

Nicht nur in der Technik sondern auch in der Medizin und Zahnmedizin spielen sie eine dominierende Rolle. Die Einführung der Kunststoffe in die Zahnheilkunde war gekennzeichnet durch die Rivalität zwischen dem jahrzehntelang als Basismaterial verwendeten Kautschuk und den sich anfangs langsam entwickelnden Kunststoffen.

In den letzten siebzig Jahren wurde versucht, den Kautschuk wegen seiner Nachteile in funktioneller, ästhetischer und hygienischer Hinsicht durch neuartige Prothesenwerkstoffe zu ersetzen. HOLZHAUSEN (8), ARNOLD (1), BERGER (2)

Diese Zeit ist als "Geschichte der dentalen Kautschukersatzstoffe" in die Entwicklung der Kunststoffchemie eingegangen. EICHNER (4)

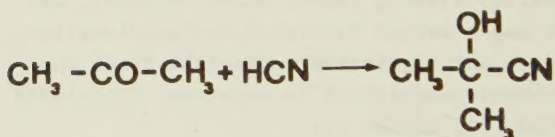
Aber erst durch die Einführung der Methacrylate in die Zahnheilkunde durch BAUER in den 30iger Jahren wurde die Kautschuk-Ära beendet.

Im Gegensatz zu ihren Vorläufern zeichneten sie sich durch Form-, Farb- und Mundbeständigkeit aus und sicherten sich damit ihren dominierenden Platz in der Zahnheilkunde.

Auch spätere Versuche mit anderen Kunststoffen wie Benzylcellulose (PERTRAX) oder Superpolyamiden (PROTENYL) bestätigten nur die Überlegenheit der Methacrylate.

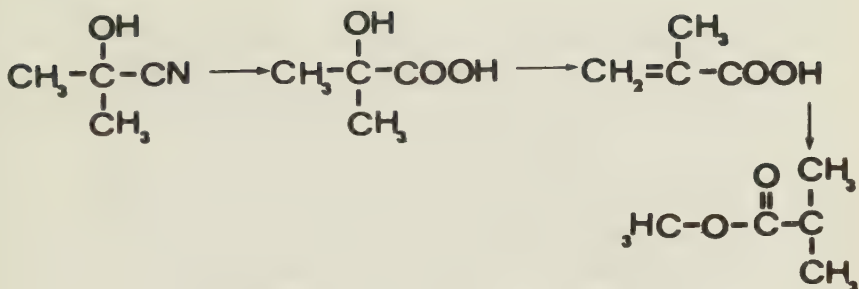
Chemie der Kunststoffe auf Methacrylsäurebasis.

Es soll nun die chemische Zusammensetzung des wohl am häufigsten zur Verarbeitung kommenden Polymethacrylsäuremethylesters erläutert werden. Die Grundsubstanzen dieser Kunststoffe sind Kohle und Kalk. Als Ausgangsstoff für die chemische Verarbeitung dient das Azeton, welches mittels Blausäure in Azetonanhydrin überführt wird.



Diese Verbindung wird durch alkoholische Schwefelsäure zu Oxybuttersäure verseift.

Durch Dehydratisierung, nochmalige Verseifung und Verästerung werden die Methacrylsäure bzw. ihre Derivate entwickelt.



Der Methacrylsäuremethylester ist eine klare Flüssigkeit und wird als Monomeres bezeichnet. Der Name bedeutet, daß dieser Stoff aus unabhängigen Einzelmolekülen gleicher Bauart besteht. Durch die Doppelbindung befindet sich der ungesättigte Kohlenwasserstoff in Bezug auf seine Bindungsenergie in einem labilen Zustand, das heißt in dem Bestreben, die Doppelbindung in eine stabile Bindung zu überführen. UHLIG (19)

Durch Wärme, Ultraviolettes Licht, Katalysatoren und Peroxyde werden die Moleküle aktiviert, sich unter Aufgabe der Doppelbindung zu langen Molekülketten zu verbinden.

Diese Ketten verflechten sich untereinander, man spricht von "Verfilzen" oder "Wattebauschstruktur" der Molekülketten.

Die Verkettung der monomeren Einzelmoleküle zu langgliedrigen polymeren Vielzahlmolekülen - Makromolekülen, führt zu den erstrebenswerten hochmolekularen Verbindungen. HOLZHAUSEN (8)

Unter dem Einfluß von drei Faktoren - Druck, Temperatur und Zeit läuft die Polymerisation, das heißt die Überführung des monomeren in den polymeren Zustand ab. Neben den Methacrylsäurederivaten gibt es natürlich noch eine Reihe anderer Kunststoffe, die als zahnärztliche Prothesen-Werkstoffe von Bedeutung sind. Die Polyvenylchloride, die Silicone und die sich vom Kunstkautschuk Neopren ableitenden Kunststoffe sollten nicht unerwähnt bleiben. Da die folgenden Untersuchungen mit einem Methacrylsäurederivat (Paladon) durchgeführt wurden, ist darauf verzichtet worden, näher auf die übrigen einzugehen.

Physikalische Grundlagen:

Die Bedeutung des Preßdruckes und das Prinzip der Überdruckpolymerisation.

Die Druckanwendung spielt bei der gesamten Kunststoffverarbeitung eine sehr wesentliche Rolle.

"Ohne jede Druckanwendung würde der Kunststoff eine totale Porosität erleiden, die stets mit einer Verfärbung einhergeht und deren Struktur mit der des Schaumgummis verglichen werden kann". HOLZHAUSEN (8)

Der Preßdruck regt rein mechanisch die sekundären Bindungskräfte an und damit den Zusammenhalt zwischen den einzelnen Ketten, ist also für die Festigkeit verantwortlich, zumal die Bindungskräfte beim Paladon rein kohäsiver Natur sind. DOLDER (3)

Bei mangelndem Druck treten im Kunststoff also Blasen oder Porositäten auf. REHBERG (16)

Sie haben jedoch nicht immer den gleichen Ursprung.

Wir haben zu unterscheiden zwischen:

1. Luftblasen
2. Schwundvakuolen
3. Verdampfungsbläschen und Siedeblassen

1. Die Bedeutung des Preßdruckes zur Vermeidung sogenannter Luftblasen ist leicht zu erklären. Luftblasen entstehen bei unzureichender Komprimierung des Kunststoffteiges, die einmal durch einen zu geringen Preßdruck oder zum anderen durch eine ungenügende Füllung der Hohlform mit Kunststoffteig entsteht.

Auch ein falsches Anrühren von Polymer (Pulver) und Monomer (Flüssigkeit) kann zu unnötig starken Lufteinschlüssen im Teig führen und eine Blasenbildung verursachen.

2. Die sogenannten Schwundvakuolen erklären sich aus einem Volumenschwund während des Polymerisationsvorganges.

Vor Beginn der Polymerisation erfährt das Preßgut eine Expansion, welche sich während des Verlaufes des Polymerisationsvorganges in eine Schrumpfung umkehrt. BAUER nennt diesen Vorgang das "Atmen des Kunststoffes".

Entscheidend ist hierbei außer dem Preßdruck die Isolierung der Hohlform. Bei schlechter Isolierung tritt eine verstärkte Haftung zwischen Gips und Kunststoff auf. Es kommt zu einer sogenannten "Verzahnung". Der Kunststoff gleitet während der Kontraktion nicht widerstandslos an den Wandungen der Gips-Hohlform, es kommt zu einer Haftung, welche an anderen Stellen Schwundvakuolen verursacht.

Schwundlenkungsversuche durch Zinnfolienisolierung

der Prothesenbasis haben diese Theorie eindrucksvoll bewiesen. WILKE (21), PRENTZEN (5)

Außer der Isolierung verhindert das Aufrechterhalten eines konstanten Preßdruckes während der Polymerisation die Bildung von Schwundvakuolen.

3. Die Entstehungsursachen von Verdampfungsporen und Siedeblasen sind nicht von einander zu trennen. Das Zusammentreffen verschiedener Faktoren muß hierbei berücksichtigt werden. Der Siedepunkt der monomeren Flüssigkeit liegt unter normalen Luftdruckverhältnissen bei $100,3^{\circ}$ C.

Durch den Zutritt von Wasser aus dem Gips der Hohlform entsteht ein sogenanntes azeotropes Gemisch, bei dem der Siedepunkt bis auf 80° C herabgesetzt werden kann.

Schon vor der Erreichung bzw. Überschreitung des Monomersiedepunktes verdampft das Monomer bis zur Monomerdampfsättigung in die in dem Kunststoffteil immer vorhandenen Hohlräume und Luft einschlüsse. Das in den Hohlräumen befindliche Gas unterliegt bei Temperatursteigerungen bezüglich seiner Ausdehnung den Gasgesetzen. Die anfänglich unsichtbaren Hohlräume werden größer und treten im Endprodukt als Poren verhältnismäßig gleicher Größe in Erscheinung. HOLZHAUSEN (8)

Wird nun der Siedepunkt des Monomers bzw. azeotropen Gemisches noch überschritten, entstehen Siedeblasen. JANKE (9)

Eine weitere Ursache für die Entstehung von Siedeblasen liegt in der Besonderheit des Polymerisationsablaufes. Nach den Untersuchungen von G.V. SCHULZ

und F. BLASCHKE verläuft die Polymerisation der Acrylate nicht gleichmäßig sondern steigt nach anfangs gradlinigem Verlauf steil an, um nach 90 % des Umsatzes wieder zu verflachen. Die Polymerisation verläuft also nach einer "S"-förmigen Kurve. Durch die freiwerdende Wärme steigt die Temperatur und führt zu einer so starken Beschleunigung der Reaktion, daß von einem -"explosionsartigen" Polymerisationsablauf gesprochen werden kann. Das Auftreten von Siedebblasen ist Folge eines solchen Reaktionsablaufes. Der "explosionsartige" Verlauf der Polymerisation muß durch eine entsprechende Steuerung der Temperatur verhindert werden.

Die Vermeidung bzw. Verminderung der Siede- und Verdampfungsporen ist grundsätzlich auf zwei Wegen möglich.

Der eine Weg besteht darin, die Polymerisation in Temperaturbereichen ablaufen zu lassen, die unterhalb der Siedetemperatur des Monomeren liegen. Diese erstmals von Bauer als Langzeit - Tieftemperatur - Polymerisation (L.T.P.) beschriebene Methode verlangt jedoch eine 10 bis 12 stündige Behandlungszeit ! JANKE (10)

Der andere Weg beruht auf der physikalischen Gesetzmäßigkeit der Siedepunkterhöhung von Flüssigkeiten in Folge von Druckerhöhung.

Die nun folgenden Verfahren machen sich die Möglichkeit der Siedepunkterhöhung des Monomers bzw. azeotropen Gemisches durch Anwendung von Überdruck zu nutze.

a) Das Nachpreß- oder Injektionsverfahren, bei dem das Kunststoffgemisch aus einem Reservoir in eine

festgeschlossene Form gepreßt wird und während des Polymerisationsvorganges unter konstanten Druck gehalten wird (20 bis 30 atü). JANKE (9), UHLIG (19)

b) Die Verkleinerung des Polymerisationsraumes während des Polymerisationsvorganges (Blockpolymerisation in der Technik).

c) Die Überdruckpolymerisation nach ROOS.

ROOS entwickelte ein Verfahren, bei dem während der Polymerisation ein Druck von 4,5 bis 5,5 atü angewendet wird. Dieser Druck reicht aus, um das Sieden des Monomers während des Umsatzes zu vermeiden. Nach diesem Verfahren entwickelte die Firma Bios das später noch ausführlich beschriebene "Drupo-Gerät", in dem das Polymerisationsgut zunächst einem Druck von 3 atü ausgesetzt wird. Während der Anheizzeit erhöht sich der Druck auf ca. 5 atü. Dieser Druck gilt für die Überdruckpolymerisation als optimal. KRAFT (11), REHÁK (15) Die Struktur des Polymerisationsendproduktes ist weitgehend poren- und blasenfrei.

Bei niedrigerem Druck kommt es zum Auftreten von Verdampfungsporen.

Erhöht man jedoch durch übermäßigen Druck die Temperatur weit über die zur Polymerisation erforderliche ($165 - 170^{\circ}$), so kommt es wiederum zu Poren, Blasen und Verfärbungen.

Nach Erstarrung des Polymerisationsgutes erfolgt eine von außen nach der Tiefe hin fortschreitende Thermoplastifizierung und wahrscheinlich eine Depolymerisation niedrig-polymerer Zwischensubstanzen. KRAFT (11)

E I G E N E V E R S U C H E

Aufgabe dieser Untersuchungen ist es einmal, die Unterschiede in der Paßgenauigkeit prothesenähnlicher Kunststoffkörper festzustellen, die aus dem gleichen Kunststoff aber nach zwei verschiedenen Polymerisationsmethoden hergestellt wurden.

Zum zweiten soll ermittelt werden, in welchem Ausmaß die Speichelflüssigkeit die Paßgenauigkeit des Prothesenkörpers nach Einbringung in das Mundmilieu beeinflusst.

Als Prüfkörper wurde eine Form gewählt, die als stilisierter Ausschnitt einer Oberkieferprothese angesehen werden kann. Der Prüfkörper mußte außerdem so beschaffen sein, daß seine Fixierung auf dem Grundmodell gewährleistet war. (Abb. 1,2,3)

Das Modell, nach welchem die Prüfkörper hergestellt wurden und auf dem mit den fertigen Körpern die Messungen vorgenommen wurden, bestand aus Messing. (Abb. 4)

Zunächst mußte nun vom Grundmodell aus Metall ein Arbeitsmodell gewonnen werden. Bei den Vorversuchen zur Ermittlung eines geeigneten Abdruckverfahrens, um ein exaktes Arbeitsmodell zu erhalten, stellten sich Schwierigkeiten ein. Die ersten Versuche wurden mit einem häufig angewendeten "klinischen" Abdruckverfahren gemacht. Nach dem Messingmodell wurde ein individueller Löffel aus "Palavit - M" hergestellt. Dieser Abdrucklöffel wurde mit "Lastic", einer Abdruckpaste auf Siliconbasis gefüllt und anschließend das Metallmodell in den mit der Abdruckmasse gefüllten Löffel gesetzt.

Nach dem Abbinden der Abdruckmasse sollte nun das Modell aus dem Abdruck entfernt werden. Dabei stellte sich heraus, daß zwischen Metallmodell und Abdruckmasse eine äußerst starke Adhäsion bestand. Die Entfernung des Modells aus dem Abdruck war schwierig und praktisch nicht möglich, ohne den Abdruck zu verletzen.

Die Parallelwandigkeit und die Kantenschärfe des Modelles erschwerten zusätzlich die Abdrucknahme. Bei mehreren Wiederholungen dieses Versuches stellte sich heraus, daß es kaum möglich war, auf diese Weise einen völlig blasenfreien Abdruck zu gewinnen.

Nach diesem Vorversuch wurde auf ein in der Modellgußtechnik übliches Verfahren zurückgegriffen: Die Herstellung des Arbeitsmodelles mit Hilfe eines Abdruckes aus Doubliermasse.

Dieses seit Jahrzehnten in der Stahl- und Edelmetallgußtechnik angewendete Verfahren liefert bei richtiger Anwendung und genauester Beachtung der Verarbeitungsanweisung ein absolut exaktes Zweitmodell.

Das Metallmodell wurde auf den Sockel einer Doublierküvette gesetzt und die Küvette mit der flüssigen auf 50° C erhitzten Doubliermasse gefüllt.

Nach ca. 20 Minuten begann die Masse zu erstarren.

Zur endgültigen Erstarrung wurde die Küvette noch 15 Minuten in ein kaltes Wasserbad gestellt.

Danach wurde sie von unten geöffnet, und der Sockel freigeschnitten. Nun ließ sich das Metallmodell ohne Schwierigkeiten und ohne Beschädigung des Abdruckes leicht aus der Küvette herausheben.

Der Abdruck, der eine spiegelnd glatte Oberfläche aufwies, wurde sofort mit Hartgips (Verhältnis Wasser : Pulver 1 : 3) ausgegossen.

Nach 15 Minuten konnte das fertige Arbeitsmodell aus dem Abdruck entfernt werden.

(Arbeitsanweisung Doubliermasse "Doublipast", Dentaaurum).

Schon bei der Modellherstellung wie auch später bei der Prüfkörperherstellung wurde darauf geachtet, die Versuchsbedingungen nach Möglichkeit in allen Phasen zu standardisieren. (Verarbeitungszeiten, Wasser - Pulver - Verhältnis des Gipses, Pulver - Flüssigkeits - Verhältnis des Kunststoffes usw.). Nachdem nun mit dieser praxisnahen und häufig angewendeten Arbeitsweise die Modellherstellung möglich war, mußte ein Weg gefunden werden, Prüfkörper herzustellen, die einmal serienmäßig völlig gleich waren und zum anderen in verschiedenen Stärken hergestellt werden konnten.

Die Prüfkörperserien sollten in drei verschiedenen Stärken hergestellt werden. (1 - 3 Wachsplattenstärken bzw. 1,2 - 3,6 mm). Diese Plattenstärken wurden deshalb gewählt, weil sie für die Herstellung einer klinischen Prothese praktisch in Frage kommen.

Das einfache Adaptieren mit der Hand der durch Vorwärmen erweichten Wachsplatte auf dem Arbeitsmodell war nicht genau und exakt genug. Die erwärmte Wachsplatte wurde dabei unterschiedlich stark eingedrückt und die serienmäßig gleiche Stärke des Prothesenkörpers war nicht gewährleistet.

Deshalb mußte zu dem Modell eine Schablone hergestellt werden, die so beschaffen war, daß mit ihr die Wachsplatten serienmäßig völlig gleich in den entsprechenden Stärken auf dem Arbeitsmodell adaptiert werden konnten. Die Wachsplattenstärke konnte durch Einlegen von entsprechend dicken Platten zwischen Modellsockel und Schablone variiert werden (Abb. 11).

Um das Adaptieren der Wachsplatten auf dem Modell zu erleichtern, wurden die Platten im Wasserbad von 30° C vorgewärmt. Nach dem Andrücken mit der Schablone wurde der über dem Modellrand quellende Wachsüberschuß entfernt und die Schablone abgenommen. Auf diese Weise erhielt man den in Wachs modellierten Prüfkörper auf dem Arbeitsmodell.

Herstellung der Prüfkörper

Herstellungsmaterial für die Prüfkörper war der Kunststoff "Paladon - Spezial" der Firma Kulzer.

Bei der Wahl der zu vergleichenden Polymerisationsmethoden wurde von der Voraussetzung ausgegangen, daß sie "praxisnah" MIERSCHE (12) d.h. häufig in den Dental-Labors angewendete Verfahren sein mußten. Das wohl immer noch am häufigsten angewendete Polymerisationsverfahren nach Kulzer, das man als Standardverfahren ansehen kann, EICHNER (4) wurde dem Überdruckverfahren nach ROOS mit dem von der Firma BIOS, Osnabrück, entwickelten "Drupo-Gerät" gegenüber gestellt.

Nach Meinung mehrerer Autoren HEIB (7), WILKE (21), WAGNER (20), KRAFT (11), MORITZ (13), REHAK (15) liefert die Überdruckpolymerisation in einem Druckbereich zwischen 4,5 und 5,5 atü ein blasen- und porenfreies Polymerisationsprodukt, wobei die Problematik der Methode in der von allen Autoren festgestellten Massenschrumpfung liegen soll.

Zur vergleichenden Gegenüberstellung wurden zwei Prüfkörperserien benötigt, eine für den "Drupo" und eine für die Polymerisation nach KULZER.

Jede Serie umfaßt neun Prüfkörper.

3 Stück 1,2 mm stark

3 Stück 2,4 mm stark

3 Stück 3,6 mm stark

Also mußten insgesamt 18 Prüfkörper hergestellt werden. Nach dem bereits beschriebenen Aufziehen der Wachsform auf das Arbeitsmodell entsprachen die weiteren Arbeitsgänge genau der Herstellung einer Prothese im Labor.

1. Einbetten

Das Arbeitsmodell wurde in einer Messingküvette mit konischen Wandungen mit Gips (Hartgips und weißer Gips im Verhältnis 1 : 1, Wasser : Pulver wie 1 : 3) eingebettet, wobei das Arbeitsmodell senkrecht in der Küvettenmitte stand. Der Prüfkörper wurde nicht mit Gips bedeckt, also nicht "unter Wall" eingebettet, so daß der Preßdruck beim Schließen der Küvette direkt und senkrecht auf den ganzen Prüfkörper einwirken konnte. Nach 20 Min. wurde die gefüllte Küvettenhälfte in kaltem Wasser isoliert (10 Min.) und der Konter gegossen.

(Verhältnis, Wasser : Gips wie oben). Nach 30 Min. wurde die Küvette zum Ausbrühen vorgewärmt. Das Vorwärmen und Ausbrühen erfolgte in einem Ausbrühautomaten ("Labormat" Firma Drewe, Unna)

Vorwärmen: 3 Min. bei 90° C.

Aus der geöffneten Küvette wurde das weiche Wachs mit einem Instrument entfernt und dann zum Ausbrühen die einzelnen Küvettenhälften noch einmal in den "Labormat" gestellt.

Ausbrühen: 2 Min. bei 100° C.

Das Trocknen der Küvetten erfolgte im Trockenschrank. (3 Std. bei 120° C). Anschließend wurde jede Küvettenhälfte zweimal isoliert mit dem Isoliermittel "Stellon" von der Firma De Trey.

Um Menge und Mischungsverhältnis des Kunststoffes bei allen Prüfkörpern konstant zu halten, wurde ein Dosiergerät benutzt. Dieses Dosiergerät enthält zwei Messzylinder mit unterschiedlichem Durchmesser. Füllt man nun die entsprechenden Zylinder mit Pulver und Flüssigkeit in gleicher Höhe, so erhält man

ein genaues Mischungsverhältnis von Pulver zu Flüssigkeit wie 3 : 1. Dieses Mischungsverhältnis entspricht der Verarbeitungsanweisung der Firma Kulzer für "Paladon Spezial". Die genauen Mengen von Pulver und Flüssigkeit wurden in Vorversuchen ermittelt. Bei den dickeren Prüfkörpern wurden Pulver- und Flüssigkeitsmengen verdoppelt bzw. verdreifacht.

Die Anquellzeit des Teiges betrug 5 Min. Anschließend wurde die gesamte Menge des Teiges in die Küvettenhälften eingelegt. Das Vorpressen erübrigte sich durch die genau abgestimmte Kunststoffmenge auf die entsprechende Hohlform. Eine Ungenauigkeit im Sinne einer klinischen Bißerhöhung hätte sich konstant bei allen Prüfkörpern wiederholt und die spätere Messung nicht beeinflußt. Die Küvette wurde nun geschlossen und unter einer hydraulischen Presse in einem Zeitraum von 10 Min. einem Preßdruck von 3 atü ausgesetzt. Nach weiteren 10 Min. unter dem gleichen Preßdruck wurde die Küvette in einen Küvettenbügel gespannt.

2. Polymerisation

Die Polymerisation der Prüfkörperserie nach dem Kulzer - Verfahren erfolgte mit dem Polymerisationsgerät "Polyfix" (Bodensee - Dental - O.H.G. Konstanz). Die Polymerisationszeit entsprach der Verarbeitungsanweisung der Firma Kulzer: "Erwärmen des Wasserbades in 30 Min. auf 70° C; Einhalten dieser Temperatur für 30 Min., dann langsam zum Kochen aufheizen. Die Kochzeit beträgt 30 Min." Das langsame Abkühlen auf Zimmertemperatur erfolgte bei allen Versuchen über einen Zeitraum von mindestens 16 Std.

Die zweite Prüfkörperserie wurde mit dem Überdruckpolymerisationsgerät "Drupo" hergestellt (Abb. 5).

Das Prinzip der Überdruckpolymerisation wurde bereits erläutert. Das benutzte Gerät ist folgendermaßen gebaut (Abb. 5,6,7).

Es besteht aus zwei ineinander gesetzten Kesseln. Der äußere Kessel ist ein normaler Kessel mit einem losen Deckel verschließbar, zur Vermeidung übermäßigen Dampfabzuges. Der innere Kessel ist starkwandig und druckfest mit einem entsprechend abdichtenden Deckel. Dieser Druckkessel enthält ein Manometer sowie ein Einlaufrohr mit Rückschlagventil für die Preßluft. Beide Kessel werden zunächst auseinander genommen und bis zu ihren Markierungen mit Wasser gefüllt. Dann wird in den Druckkessel die in den Küvettenbügel eingespannte Küvette gesetzt und der Kessel zugeschraubt. Mit einer Pumpe wird nun der innere Kessel unter einen Druck von 3 atü gesetzt. Nachdem die Behälter wieder ineinander gestellt sind, wird der äußere Kessel angeheizt. Innerhalb von 20 Min. soll das Wasser im Außenbehälter kochen. Der Druck beträgt dann 4 1/2 bis 5 1/2 atü. Die nun beginnende Polymerisationszeit beträgt 40 Min..

Bei den Versuchen mit dem hier beschriebenen Gerät konnten die von WILKE (21) bereits gemachten Beobachtungen bestätigt werden. Die von der Firma BIOS angegebene Anheizzeit von 20 Min. ist zu kurz; das Sieden des Wassers im Außentopf und damit der Beginn der Polymerisationszeit erfolgt nicht nach 20 sondern frühestens nach 35 Min..

Nach Untersuchungen von KRAFT (11) sollte bei der Überdruckpolymerisation eine Anheizzeit von 30 Min. nicht unterschritten werden.

"Eine rasante Wärmezuführung bewirkt eine zu steile Wärmespitze der exothermen Polymerisationsreaktion, die unter Umständen Verfärbungen verursachen kann".

Das Ausbetten der Prüfkörper machte durch die ausgezeichnete Isolierung mit "Stellon" keine Schwierigkeiten. Die dem Modell zugekehrte Innenseite der Prüfkörper war nach dem vorsichtigen Entfernen des Gipses matt glänzend und völlig glatt.

Das Ausarbeiten der Prüfkörper beschränkte sich auf das Entfernen der Preßfahnen. Eine Deformierung durch Wärmeentwicklung beim Ausarbeiten wurde auf diese Weise praktisch ausgeschlossen. Da das Überdruckgerät nur zwei Küvetten faßt, konnten jeweils nur zwei Prüfkörper gleichzeitig hergestellt werden. Die fertigen Prüfkörper wurden 10 bis 12 Tage trocken aufbewahrt und dann das erstemal vermessen. Wie oben erwähnt sollte außerdem noch untersucht werden, inwieweit die Speichelflüssigkeit die Paßgenauigkeit des Prothesenkörpers beeinflussen würde. Für diese Untersuchungen mußten die Prüfkörper in eine Flüssigkeit gebracht werden, die in ihrer Zusammensetzung dem Speichel entsprach. Die von mir benutzte Lösung ist unter dem Namen "Calberla-Lösung" bekannt.

Calberla-Lösung:

In 100 ccm werden gelöst: 0,4 g Kaliumchlorid, 0,4 g Natriumphosphat; 0,3 g Natriumchlorid, 0,3 g Calciumchlorid.

Diese Lösung wird mit Kohlensäure gesättigt, mit 100 ccm H_2O verdünnt und mit 50 ccm 1 %iger Natriumsulfatlösung versetzt.

Die Prüfkörper wurden 14 Tage lang in die Lösung gelegt und dann vermessen.

Abschließend wurde noch ein Belastungsversuch mit beiden Prüfkörperserien vorgenommen. Die Prüfkörper wurden dazu auf dem Modell mit einem Gewicht von 2,5 kg belastet. Das Gewicht lag dabei auf den "Plateaus" des Prüfkörpers, also den Teilen, die der Kieferkammregion einer klinischen Prothese entsprechen.

Dieser Versuch sollte ermitteln, ob es unter einem Gewicht, das einer mittleren Kaubelastung entspricht, zu einer Senkung oder Deformierung des Prüfkörpers auf dem Modell kommen würde.

Ausführung der Messung

Bei der nun vorzunehmenden Untersuchung der Paßgenauigkeit wurde von der Voraussetzung ausgegangen, daß sich auftretende Ungenauigkeiten in meßbaren Zwischenräumen zwischen Prüfkörper und Modell zeigen würden.

Gegenstand dieser Untersuchungen war es, diese Spaltbildungen zu lokalisieren und auszumessen. Die folgenden Messungen mußten sowohl am Prüfkörper als auch am Modell immer an den gleichen Stellen vorgenommen werden. Zu diesem Zweck wurden am Modell 7 Meßpunkte festgelegt und mit den Buchstaben a - g bezeichnet (Abb. 8).

Der zu untersuchende Prüfkörper wurde auf das Modell aufgesetzt. Um ein seitenverkehrtes Aufsetzen des Prüfkörpers zu verhindern, wurden die winkligen Retentionen auf den beiden "Plateaus" (Meßpunkte b - f) des Modelles ungleich angebracht. Ein drittes Retentionsteil in der Mitte des Modelles verhinderte das Verschieben des Prüfkörpers in der Waagerechten (Abb. 1 und 2).

Die Ermittlung einer geeigneten Meßmethode war Gegenstand zahlreicher und langwieriger Vorversuche. Die Problematik bestand darin, daß das zur Verfügung stehende und geeignete Meßmikroskop (Fa. C. Zeiss) nicht dafür eingerichtet war, Messungen am senkrecht stehenden Objekt vorzunehmen. Um die Zwischenräume zwischen stehendem Modell und dem aufliegenden Prüfkörper messen zu können, mußte das Objektiv des Mikroskopes waagerecht zum Modell stehen. Zu diesem Zweck wurde mit Hilfe eines zusätzlichen Sockels die Meßebene des Mikroskopes in die Senkrechte verlegt.

Das Modell mit dem aufliegenden Prüfkörper wurde mit Hilfe einer Stativ-Vorrichtung, die eine Einstellung des Modelles in verschiedenen Ebenen zuließ, vor das Objektiv des Meßmikroskopes gebracht. Dabei mußte beachtet werden, daß Modell und Objektiv immer genau senkrecht zueinander standen. Mit Hilfe des im Okular befindlichen Fadenkreuzes wurde der jeweilige Meßpunkt auf dem Modell eingestellt. Dann wurde das Fadenkreuz senkrecht auf die Kante des darüber liegenden Prüfkörpers verschoben. Die an der Einstellvorrichtung abzulesende Differenz ergab die Spaltbreite am entsprechenden Meßpunkt. Die Einstellung des Fadenkreuzes zwischen den beiden Punkten wurde zur Kontrolle sechsmal wiederholt und der Mittelwert als endgültiger Meßwert fixiert. Da an jedem Prüfkörper sieben Meßpunkte einzustellen waren, ergaben sich für jede Versuchsreihe (neun Prüfkörper) bei sechs Kontrollmessungen 378 Messungen, aus denen sich 63 endgültige Messungen ergaben. Der Schwankungsbereich der sechs Einzelmessungen jedes Meßpunktes lag zwischen 3 und 6

Meßwerte Kulzer - Polymerisation
(Maßeinheit: μ)

Meßpunkte		a	b	c	d	e	f	g
1 Wachsplatten- stärke	I	465	475	270	380	260	360	115
	II	430	360	210	200	60	360	410
	III	500	580	490	440	320	550	440
2 Wachsplatten- stärken	I	290	220	270	300	330	470	490
	II	490	330	170	260	110	350	370
	III	350	350	300	430	340	320	250
3 Wachsplatten- stärken	I	210	290	220	220	150	120	160
	II	140	240	150	310	270	280	160
	III	160	250	235	390	235	190	190
Meßpunkte		a	b	c	d	e	f	g

Mittelwerte der 3 Kontrollversuche
Kulzer

Mittelwerte
7 Meßpunkte

1 Wachsplatten- stärke	465	472	323	341	213	423	321	365
2 Wachsplatten- stärken	376	300	246	330	260	380	370	323
3 Wachsplatten- stärken	170	260	201	306	218	196	170	217
Meßpunkte	a	b	c	d	e	f	g	

Meßwerte Drupo - Polymerisation
(Maßeinheit: μ)

Meßpunkte		a	b	c	d	e	f	g
1 Wachsplatten- stärke	I	220	330	205	280	205	320	320
	II	130	230	80	130	150	180	150
	III	90	200	185	210	190	335	300
2 Wachsplatten- stärken	I	430	400	240	310	240	380	330
	II	230	260	120	120	50	180	210
	III	160	230	120	190	90	200	150
3 Wachsplatten- stärken	I	300	290	330	310	190	260	90
	II	330	300	400	400	330	330	240
	III	200	270	280	400	300	350	350
Meßpunkte		a	b	c	d	e	f	g

Mittelwerte der 3 Kontrollversuche
Drupo

Mittelwerte
7 Meßpunkte

1 Wachsplatten- stärke	146	263	156	206	181	278	256	212
2 Wachsplatten- stärken	272	296	160	207	127	253	230	220
3 Wachsplatten- stärken	277	287	270	370	273	313	226	288
Meßpunkte	a	b	c	d	e	f	g	

Meßwerte Kulzer - Polymerisation
Nach Lagerung in Calberla - Lösung
 (Maßeinheit: μ)

Meßpunkte		a	b	c	d	e	f	g
1 Wachsplatten- stärke	I	300	350	130	170	180	290	170
	II	230	150	80	50	10	440	570
	III	420	470	220	100	90	350	270
2 Wachsplatten- stärken	I	130	160	150	80	110	210	300
	II	320	290	90	90	60	280	370
	III	110	90	110	70	110	150	170
3 Wachsplatten- stärken	I	80	210	80	90	30	220	140
	II	130	190	60	120	150	190	170
	III	130	230	140	150	170	170	170
Meßpunkte		a	b	c	d	e	f	g

Mittelwerte der 3 Kontrollversuche
 Kulzer Calberla - Lösung

Mittelwerte
 7 Meßpunkte

1 Wachsplatten- stärke	316	323	143	107	93	360	343	241
2 Wachsplatten- stärken	186	180	117	80	232	213	280	183
3 Wachsplatten- stärken	113	210	93	120	117	193	160	144
Meßpunkte	a	b	c	d	e	f	g	

Meßwerte Drupo - Polymerisation
Nach Lagerung in Calberla - Lösung
(Maßeinheit: μ)

Meßpunkte		a	b	c	d	e	f	g
1 Wachsplatten- stärke	I	220	250	80	80	140	250	270
	II	230	290	60	60	80	270	270
	III	140	270	130	140	140	330	350
2 Wachsplatten- stärken	I	370	370	130	140	100	270	200
	II	260	260	140	90	50	140	210
	III	120	140	60	70	70	260	280
3 Wachsplatten- stärken	I	260	200	190	200	90	100	90
	II	220	220	160	260	150	270	90
	III	140	180	180	230	200	290	280

Meßpunkte		a	b	c	d	e	f	g
-----------	--	---	---	---	---	---	---	---

Mittelwerte der 3 Kontrollversuche Drupo Calberla - Lösung	Mittelwerte 7 Meßpunkte
---	----------------------------

1 Wachsplatten- stärke	196	270	90	93	120	283	296	193
2 Wachsplatten- stärken	250	256	110	100	73	223	230	177
3 Wachsplatten- stärken	206	180	176	230	147	220	153	187

Meßpunkte		a	b	c	d	e	f	g
-----------	--	---	---	---	---	---	---	---

D I S K U S S I O N

a) Messverfahren

Die hier gewählte Form des Urmodelles ist, wie bereits im Teil "Eigene Versuche" erwähnt als Ausschnitt eines Oberkiefers anzusehen.

Sie erschien mir deshalb besonders geeignet als Modell zur Herstellung prothesenähnlicher Körper.

WILKE (21) hat 1954 in seiner Arbeit über die Druckpolymerisation ein ähnliches Modell gewählt und es als "stilisierten Gaumen" bezeichnet.

ARNOLD (1) wählte ein Metallmodell in Form und Größe eines zahnlosen Oberkiefers. Die Prüfkörper waren "zahnlose" Oberkieferprothesen von durchgehend gleicher Plattenstärke, die vor der Messung ausgearbeitet und hochglanzpoliert wurden. Eine ähnliche Form benutzte auch GALLATI (6) bei seinen Untersuchungen über die Paßgenauigkeit verschiedener Prothesenkunststoffe.

HEIB (7) verwendete bei seinen Untersuchungen über die Massenschrumpfung bei Überdruckpolymerisation Halbkugelhohlformen und eine Stahlhohlform von 4 x 6 x 1 cm.

Die hier angewendete Methode der direkten Spaltmessung zwischen unbearbeitetem Prüfkörper und Modell entbehrt nicht einer gewissen Problematik und birgt erhebliche Schwierigkeiten in sich.

WILKE (21) hat bereits darauf hingewiesen und bei seinen Untersuchungen eine indirekte Meßmethode angewandt.

Makroskopisch genau erscheinende Meßmarken sind im Meßmikroskop häufig verschwommen und schlecht einzustellen. Das Auflicht wird reflektiert, kleinste Oberflächenrauigkeiten oder makroskopisch nicht

sichtbare Gipspartikelchen, die im unbearbeiteten Kunststoff unvermeidlich sind, geben häufig Doppelbilder, Überblendungen und Unschärfen. Die exakte Fadenkreuzeinstellung ist mühsam, zeitraubend und muß ständig korrigiert werden.

Diese Schwierigkeiten mußten jedoch in Kauf genommen werden, da sich aus einer Vielzahl von Versuchen diese Meßmethode als genaueste erwiesen hat.

Die Methode der indirekten Messung (Differenz des größten Durchmessers von Messingmodell und Kunststoffkörper) erwies sich bei der hier gewählten Form von Modell und Prüfkörper als undurchführbar.

b) Meßwerte

Bei der makroskopischen Betrachtung der Prüfkörper auf dem Modell fallen Übereinstimmungen auf, die sich bei beiden Polymerisationsmethoden bei sämtlichen Prüfkörpern wiederholen.

- 1.) Alle Körper lassen mit bloßem Auge Zwischenräume zwischen Modell und Prüfkörper erkennen und gleichzeitig Punkte, an denen alle Prüfkörper dem Modell anliegen.
Diese Punkte bzw. Kontaktflächen sind auf der Abbildung 8 dargestellt.
- 2.) Alle Prüfkörper scheinen "zu eng" zu sein. Sie haben keinen Kontakt mit dem "Gaumenteil" und den "Plateaus" des Modelles.
WILKE (21), der bei seinen Versuchen ähnliche Feststellungen machte, schreibt diese Eigentümlichkeit der thermischen Kontraktion des Polymerisationsgutes bei der Abkühlung auf Zimmertemperatur zu, die sich bei allen Polymerisationsmethoden wiederholt! (Abb. 9)
Er spricht von horizontaler und vertikaler Kontraktion.
- 3.) Die meßbaren Zwischenräume bei beiden Methoden liegen in einer Größenordnung zwischen 50 und 580 μ . Die Meßergebnisse zwischen der KULZER-Methode und der Überdruckpolymerisation zeigen wesentliche Unterschiede. Vergleicht man die ersten beiden Gruppen der Versuchsreihen, (eine und zwei Wachsplattenstärken) so sind von 42 Meßwerten 36 nach der DRUPO-Methode besser, das heißt, die gemessenen Spaltbreiten sind geringer.

Bei der dritten Gruppe (drei Wachsplattenstärken) ergibt sich ein völlig anderes Bild. Alle 21 Werte der KULZER-Methode sind besser. (Die Mittelwertrechnung vereinfacht die Übersicht.)

Aus dem Vergleich der Messwerte ergibt sich folgende Feststellung. Bei dünnen, grazilen Prothesenkörpern etwa bis zu 2,5 mm Plattenstärke ergibt die Überdruckpolymerisation eine bessere Passgenauigkeit. Bei kompakteren Körpern (3,5 mm Plattenstärke und mehr) ergibt die DRUPO-Methode ein weniger günstiges Ergebnis. Die Passgenauigkeit verschlechtert sich mit zunehmender Dicke des Prothesenkörpers.

Bei einer vergleichenden Betrachtung der hier vorliegenden Ergebnisse mit anderen Untersuchungen über die Passgenauigkeit im Überdruckverfahren hergestellter Kunststoffkörper ergeben sich wesentliche Übereinstimmungen.

HEIB (7) untersuchte mehrere Kunststoffe hinsichtlich der Veränderung ihrer Eigenschaften nach Überdruckpolymerisation in Bezug auf

- 1.) Härtesteigerung
- 2.) Wasseraufnahme
- 3.) Materialschwund
- 4.) Passgenauigkeit

In der Zusammenfassung seiner Ergebnisse weist er auf die starke Massenschrumpfung und schlechte Passgenauigkeit der im Überdruckverfahren hergestellten Prüfkörper hin. Wie bereits erwähnt benutzte er Halbkugeln und kompakte Kunststoffblöcke als Prüfkörper. Form und Schichtstärke entsprachen also der dritten Gruppe (3,6 mm) der hier gewählten Prüfkörper. Daraus erklärt sich die relativ starke Massenschrumpfung und schlechte Passgenauigkeit.

ARNOLD (1) untersuchte vier Verfahren auf Beeinflussung von Materialeigenschaften und Formgenauigkeit. (L.T.P.-Verfahren, Nachpreßverfahren, DRUPO-Methode, Spritzgußverfahren). Seine bereits beschriebenen Prüfkörper entsprachen in Form und Schichtstärke einer klinischen Prothese, also den Prüfkörpern der ersten und zweiten Gruppe (eine und zwei Wachsplattenstärken). In der Zusammenfassung seiner Ergebnisse heißt es: "Die Polymerisation unter atmosphärischem Überdruck, das sogenannte DRUPO-Verfahren, ergibt hinsichtlich der Formgenauigkeit die besten Ergebnisse".

Die Untersuchung der Passgenauigkeit nach 14-tägiger Lagerung der Kunststoffkörper in Calherla-Lösung führte zu folgendem Ergebnis:

Von 126 Meßwerten waren 105 Werte nach Lagerung in der speichelähnlichen Flüssigkeit besser. Das Milieu der Speichelersatzlösung führte also zu einer Verbesserung der Passgenauigkeit. Dieses Ergebnis wird durch die Untersuchungen von SCHROEDER (18) und PASSOW (14) bestätigt.

Die nachträgliche Wasseraufnahme (PASSOW: 0,6 Vol. % in vier Tagen) bedingt eine Verformung im Sinne eines Spannungsausgleiches.

Der abschließend durchgeführte Belastungsversuch (2,5 kg) ROHRBACH (17) EICHNER (17) ergab keine meßbaren Unterschiede zu den Ergebnissen ohne Belastung. Die starre Auflagefläche des Modelles verhinderte offensichtlich eine Deformierung der Prüfkörper bzw. eine Verkleinerung der Spalträume zwischen Modell und Prüfkörper im Sinne einer "Einlagerung".

Z U S A M M E N F A S S U N G

In der vorliegenden Arbeit sollten Unterschiede in der Paßgenauigkeit prothesenähnlicher Kunststoffkörper bei zwei unterschiedlichen Polymerisationsmethoden festgestellt werden.

Ferner sollte der Einfluß des Mundmilieus bzw. der Speichelflüssigkeit auf die Paßgenauigkeit geprüft werden.

Es wurden neun Kunststoffkörper nach dem KULZER-Verfahren und neun Prüfkörper nach dem DRUPO-Verfahren hergestellt.

Zur Prüfung des Einflusses von speichelähnlicher Flüssigkeit wurde die so genannte Calberla-Lösung benutzt. Die Spaltmessungen wurden direkt mit einem Messmikroskop durchgeführt. In der Versuchsanordnung wurde darauf geachtet bei allen Arbeitsgängen unter möglichst "laborähnlichen" Bedingungen zu arbeiten.

Alle Prüfkörper zeigen auf dem Urmodell bei der makroskopischen Betrachtung charakteristische und übereinstimmende Verformungen, die als Folge der thermischen Kontraktion angesehen werden müssen und unabhängig von der Polymerisationsmethode sind.

Das DRUPO-Verfahren liefert bei Prothesenkörpern von Schichtstärken bis zu 2,5 mm in Bezug auf die Paßgenauigkeit gegenüber dem KULZER-Verfahren die besseren Ergebnisse. Die Paßgenauigkeit ist also bei der DRUPO-Methode abhängig von der Schichtstärke des Kunststoffes.

Sie nimmt mit steigender Schichtstärke ab. Kompaktere Kunststoffkörper unterliegen beim DRUPO-Verfahren einer relativ großen Massenschrumpfung.

Das Einbringen der Kunststoffkörper in ein speichel-
ähnliches Milieu bedingt eine Verbesserung der Paß-
genauigkeit, welche als Spannungsausgleich durch
nachträgliche Wasseraufnahme angesehen werden muß.

Die in diesen Untersuchungen festgestellten Unter-
schiede in der Paßgenauigkeit liegen in einer
Größenordnung, die den Sitz einer klinischen Pro-
these nicht beeinflussen. WOELFEL (22) PAFFENBARGER
(22)



Abb. 1 Prüfkörper, Seitenansicht

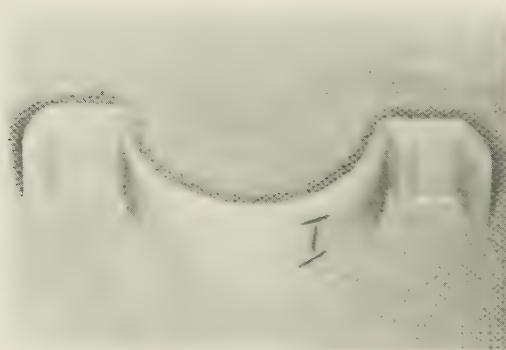
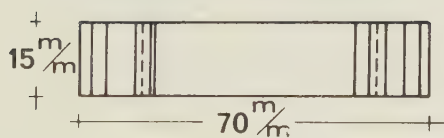
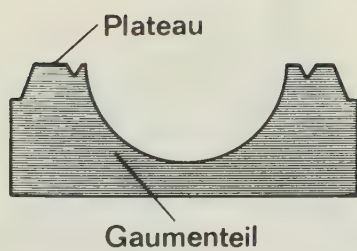


Abb. 2 Prüfkörper von unten



Abb. 3 Prüfkörper auf dem Modell



Modell in Originalgröße



Abb. 5 Das DRUPO-Gerät

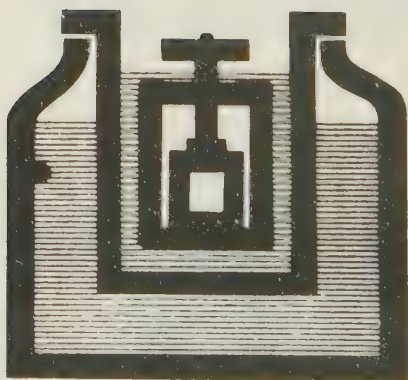


Abb. 6 DRUPO-Gerät, Schemazeichnung, gefüllter Außenkessel, Druckkessel mit Küvette

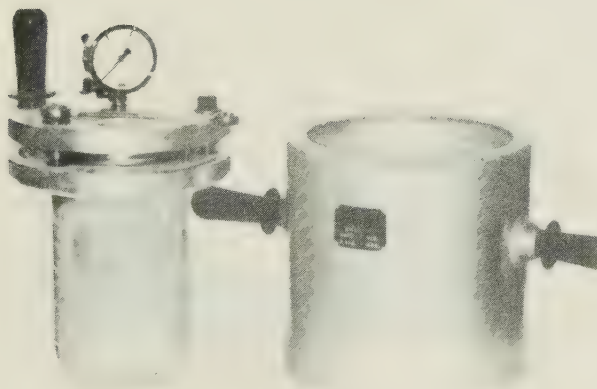


Abb. 7 Überdruckkessel mit Manometer,
Außenkessel

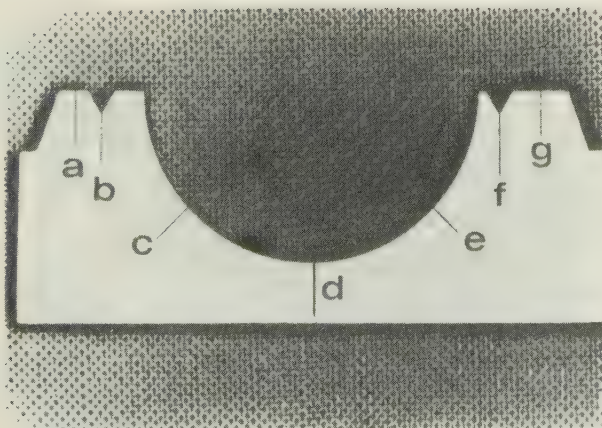


Abb. 8 Modell mit Meßpunkten



Abb. 9 Darstellung der thermischen Kontraktion nach WILKE

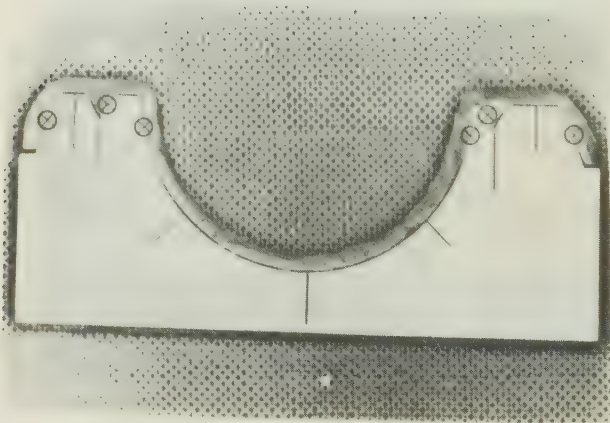


Abb. 10 Kontaktpunkte zwischen Modell und Prüfkörper

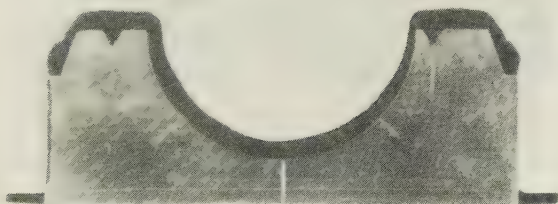


Abb. 11 Modell mit Schablone

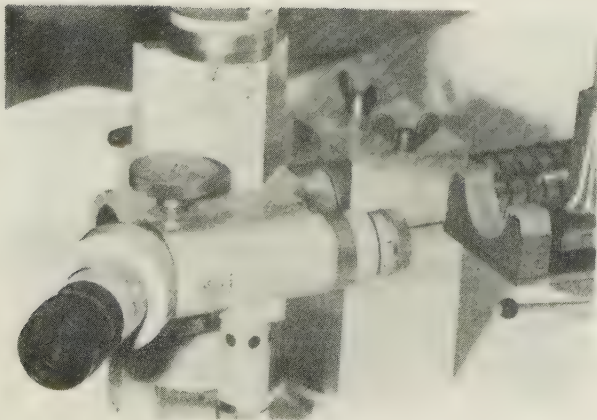


Abb. 12 Meßanordnung Meßmikroskop, Modell mit aufgesetztem Prüfkörper, Stativvorrichtung

L I T E R A T U R V E R Z E I C H N I S

1.) ARNOLD, D.

Die Bedeutung besonderer Verarbeitungs- und Polymerisationsmethoden für die Materialeigenschaften und Formgenauigkeit vom zahnärztlichen Kunststoff Paladon.
Med.Diss. Erlangen 27, (1955)

2.) BERGER, E.

Untersuchungen über Oberflächen- und Farbbänderungen der Prothesenkunststoffe aus Polymethakrylsäure.
Med.Diss. Berlin (1961)

3.) DOLDER, E.

Physikalische Werkstoffprüfung an Zahnprothesen im Labor und am Patienten.
Schweiz Mschr. Zahnheilk. 55, 6 (1945)

4.) EICHNER, K.

Leitfaden zahnärztlicher Werkstoffe und ihre Verarbeitung.
Berlinische Verlagsanstalt (1967)

5.) FRENTZEN, H.

Die Bedeutung der Lenkung der Polymerisationsschrumpfung für den Stiftkronenersatz aus Kunststoff.
Dtsch. Stomat. 13, 927 (1963)

6.) GALLATTI, J.

Untersuchungen über die Paßgenauigkeit verschiedener Prothesenkunststoffe.
Med.Diss. Marburg (1958)

7.) HEIB, A.

Untersuchungen verschiedener zahnärztlich gebräuchlicher Kunststoffe hinsichtlich der Veränderung ihrer Eigenschaften nach der Polymerisation unter Überdruck.
Med.Diss. München (1961)

8.) HOLZHAUSEN, B.

Homogenitätsstörungen des Paladons und Wege zu ihrer Vermeidung.
Med.Diss. Berlin (1955)

9.) JANKE, G.

Probleme der Kunststofftechnik.
Dt.zahnärztl. Z. 8, 1159 (1953)

10.) JANKE, G.

Über ein einfaches bewährtes System zur materialgerechten Herstellung formgenauer und formstabiler Zahnprothesen.
Das Dentallabor 1, 13 (1953)

11.) KRAFT, E.

Über die Paladonpolymerisation unter atmosphärischem Überdruck.
Dt.zahnärztl. Z. 9, 633 (1954)

12.) MIERSCH, E.

Messungen von Deformationen bei zahnärztlichen Prothesen aus Paladon nach Herstellung durch verschiedene Polymerisationsmethoden.
Med.Diss. Berlin (1953)

13.) MORITZ, K.

Heißluftpolymerisation von Paladon bei 3 atü Druck und Temperaturen von 110 - 160° C in Metall- und Gipsform.
Med.Diss. Marburg (1955)

14.) PASSOW, E.

Das Restmonomere.
Zahnärztl.Rdsch. 64, 458 (1955)

15.) REHAK, R.

Experimentelle Studien zur Verbesserung der Qualität der Methacrylatendprodukte.
Dtsch.zahnärztl. Z. 13, 1420 (1958)

16.) REHBERG, H.J.

Ergebnisse von Untersuchungen über die Kunststoffverarbeitung.
Zahnärztl.Rdsch. 64, 262 (1955)

17.) ROHRBACH, Ch. u. EICHNER, K.

Messung der Kräfte beim Kauvorgang mit Widerstandsmeßdosen von Molarengröße ohne Behinderung der Okklusion und Artikulation.
Dtsch.zahnärztl. Z. 13, 146 (1958)

18.) SCHROEDER, A.

Über die Abhängigkeit der Prothesenqualität von den Polymerisationsbedingungen.
Schweiz.Mschr.Zahnheilk. 11 (1952)

19.) UHLIG, H.

Über die Blasenbildung bei der Paladonpolymerisation.
Dtsch.zahnärztl. Z. 6, 1387 (1951)

20.) WAGNER, H.

Der Druckeinfluß während der Polymerisation zahnärztlicher Kunststoffe auf Blasenbildung.

Med.Diss. Halle (1954)

21.) WILKE, W.

Kritische Untersuchungen der Druckpolymerisation (DRUPO) nach ROOS und seiner Arbeitsanweisung.

Med.Diss. Marburg (1954)

22.) WOELFEL, J.B. u. PAFFENBARGER, G.C.

Methode zur klinischen Bewertung der Schrumpfung einer Prothese (Bericht eines Falles.)

J.Amer.dent.Ass. 59, 250 (1959)

23.) Patenschrift der BIOS-Gesellschaft über das DRUPO-Gerät.

D.B.P. 852 117

Meinem verehrten Lehrer Professor Dr. H. K i r s t e n
möchte ich für die Überlassung des Themas meinen Dank
sagen.

Für viele Anregungen und wertvolle Ratschläge gilt dem
Akademischen Rat , Herrn Dr. H. H e h r i n g mein be-
sonderer Dank.

L E B E N S L A U F

Am 9. März 1938 wurde ich als Sohn des Zahnarztes Dr. Erich Mentz und seiner Ehefrau Karen geb. Riege in Berlin geboren.

Im Jahre 1946 wurde ich eingeschult. Meine Reifeprüfung legte ich im März 1960 ab.

Im gleichen Jahr wurde ich zum Studium der Zahnheilkunde an der Freien Universität Berlin immatrikuliert.

Im Wintersemester 1962/63 legte ich die zahnärztliche Vorprüfung ab.

Die zahnärztliche Prüfung bestand ich im Februar 1966.

Seit dem 1. Februar 1966 bin ich wissenschaftlicher Assistent an der Poliklinik und Klinik für Zahn-, Mund- und Kieferkrankheiten der Freien Universität Berlin.

